

## ⑫ 公開特許公報(A) 平4-28377

⑤ Int.Cl.<sup>5</sup>

A 61 N 5/02

識別記号

庁内整理番号

9163-4C

⑬ 公開 平成4年(1992)1月30日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全12頁)

⑭ 発明の名称 温熱治療用プローブ

⑯ 特 願 平2-133915

⑰ 出 願 平2(1990)5月25日

⑱ 発 明 者 齋 藤 秀 俊 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

## 温熱治療用プローブ

## 2. 特許請求の範囲

アンテナ部を形成する部分を少なくとも誘電体で形成した可撓性で長尺なプローブ本体と、このプローブ本体における上記アンテナ部の誘電体内に設置されたマイクロ波アンテナ体と、このマイクロ波アンテナ体と上記アンテナ部の外表面との間で上記誘電体内の一部に設けられたマイクロ波遮断用空間とを具備したことを特徴とする温熱治療用プローブ。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔産業上の技術分野〕

本発明は、体腔内部位に生じた例えば癌などの患部をマイクロ波で加温して治療する温熱治療用プローブに関する。

## 〔従来の技術〕

癌細胞は43℃に加温すると次第に死滅することとが知られている。従来、マイクロ波を患部に照

射して加温する温熱療法用プローブが、特開昭59-57670号公報によって提案されている。この温熱治療装置は、同軸ケーブルを使用してマイクロ波アンテナ部を構成しているが、このアンテナ部はその全周からマイクロ波を均一に放射することにより管腔の全方位に対して均一な加温パターンを作る特性を持っている。したがって、管腔の全周囲に対して均一になるように患部を温熱治療する場合に好適するが、患部が管腔の一部に偏在する場合には加温する必要のない正常な生体組織の部分まで加温してしまうため、望ましいものではないとともに、温熱治療効率が悪い。

一方、特公昭61-15903号公報のものではアンテナ部における外側部分に、一部にスリットを有する反射板を回転自在に設けることにより、その開口したスリットの位置を選択して指向性のあるマイクロ波の放射を行うことにより偏在する部分的な患部のみを加温して治療を行なうことができる。

〔発明が解決しようとする課題〕

ところで、特公昭61-15903号公報のも  
 のでは、スリットを有した反射板を回転操作して  
 そのスリットの位置を選択して、指向性のあるマ  
 イクロ波の放射を行うことにより偏在する部分的  
 な患部のみを加温して治療することができる。

しかしながら、この特公昭61-15903号  
 公報におけるプローブのアンテナ部には、そのア  
 ンテナ部の周囲で回転する導電性の反射板を設け、  
 さらに、その外側には誘電体ドームを設ける必要  
 があるため、このアンテナ部がフレキシブルでは  
 なくなってしまう。

したがって、この種のアンテナ部を有したプロ  
 ーブは通常曲がっている体腔内に挿入しにくくな  
 るとともに、挿入する際の患者の苦痛を増大する  
 という欠点があった。

本発明は上記課題を解決するためになされたも  
 ので、その目的とするところは、比較的簡単な構  
 成でありながら、曲がった体腔内にも容易に挿入  
 して使用できる可撓性のあるアンテナ部を構成で

- 3 -

用マイクロ波プローブである。このマイクロ波プ  
 ローブ1は次のように構成されている。すなわち、  
 第2図および第3図はそのマイクロ波プローブ1  
 の先端部付近を示している。マイクロ波プローブ  
 1のプローブ本体2はメインルーメン3とサブ  
 ルーメン4の2つのルーメンを有する電気的絶縁性  
 の誘電体材料からなる2孔チューブによって形成  
 されている。第3図で示すように、メインルー  
 メン3はプローブ本体2の中心に沿って円形の断面  
 形状で成されている。サブルーメン4は外周側部  
 分に偏在して上記メインルーメン3に対して同心  
 的で断面形状が円弧状に細長い、いわば三日月形  
 状に形成されている。また、プローブ本体2の最  
 先端には電気的絶縁性の誘電体材料からなるキャ  
 ップ5が取替固定され、このキャップ5によって  
 上記メインルーメン3とサブルーメン4の各先端  
 開口は封止されている。

そして、メインルーメン3には同軸ケーブル6  
 が挿通され、その先端部における内部導体と外部  
 導体によってマイクロ波放射用アンテナ体7を構

- 5 -

きるとともに、マイクロ波の放射の指向性を確保  
 できるマイクロ波プローブを提供することにある。  
 〔課題を解決するための手段および作用〕

上記課題を解決するために本発明のマイクロ波  
 プローブは、アンテナ部を形成する部分を少なく  
 とも誘電体で形成した可撓性で長尺なプローブ本  
 体と、このプローブ本体における上記アンテナ部  
 の誘電体内に設置されたマイクロ波アンテナ体と、  
 このマイクロ波アンテナ体と上記アンテナ部の外  
 表面との間で上記誘電体内の一部に設けられた空  
 間とを具備したものである。

しかし、マイクロ波アンテナが柔軟なプロ  
 ーブ本体内に設置され、さらにそのアンテナの表面  
 からプローブ本体の外表面までの間の一部にマイ  
 クロ波遮断用空間を設け、この空間によってこの  
 方向へのマイクロ波を遮断し、上記空間のない方  
 向にマイクロ波を効率よく放射できる。

〔実施例〕

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を  
 示すものである。第1図において、1は温熱治療

- 4 -

成している。つまり、プローブ本体2の先端部を  
 アンテナ部としてその側方へマイクロ波を照射す  
 るマイクロ波放射部としている。サブルーメン4  
 の後端も封止され、サブルーメン4の内部には空  
 気を入れておく。このため、サブルーメン4内は  
 マイクロ波の遮断用空間を形成している。

また、メインルーメン3の先端部から外部へ開  
 孔するセンサ孔8が形成されている。このセンサ  
 孔8を通過してメインルーメン3からプローブ本体  
 2の外部表面にわたり温度センサ9のリード線  
 9aが導かれ、その温度センサ9の感温部9bは  
 アンテナ体7から照射するマイクロ波の作用で最  
 も高い温度となるプローブ本体2の外部表面上に  
 設けている。つまり、温度センサ9の感温部9b  
 はサブルーメン4とは反対側の部位に設けられて  
 いる。

メインルーメン3およびセンサ孔8には2孔チ  
 ューブからなるプローブ本体2と同じ材質、また  
 は誘電率の等しい充填剤10が充填されている。

なお、第1図で示すようにマイクロ波プローブ

- 6 -

1の後端に設けたコネクタ11にはマイクロ波を発振する発振器12および温度計13が接続されている。さらに、この発振器12と温度計13は制御部14に電気的に接続されており、温度計13の測定温度のデータにもとづいて発振器12の出力を調整可能としている。

次に、上記構成装置の使用上の作用を説明する。まず、第1図で示すようにマイクロ波プローブ1を生体15の管腔16内における患部17のある部位まで挿入する。そこで、マイクロ波プローブ1の放射方向の向きを患部17の方へ合わせる。マイクロ波プローブ1の放射方向の向きはサブルーメン4のある部位を除くプローブ本体2の外部表面上の外側である。サブルーメン4の内部には空気が入っているため、アンテナ体7から照射するマイクロ波はそのサブルーメン4側を透過しにくいので、そのサブルーメン4のある部位を除くプローブ本体2の外部表面上側からマイクロ波が放射する指向性を示す。つまり、このマイクロ波が放射する向きに上記患部17が位置するように

- 7 -

位置合わせを行う。

そこで、制御部14を作動して発振器12を駆動し、マイクロ波を発振させることによりアンテナ体7からマイクロ波を患部17に照射してその患部17を加温する。上述したようにサブルーメン4側の向きに向かうマイクロ波はそのサブルーメン4内の空気により反射されるため、その向きには照射しない。つまり、患部17側へ集中的に放射してその患部17を加温する。患部17の温度は、温度センサ9を用いて温度計13にて測定する。温度計13で得た温度情報は制御部14に送られる。制御部14は検出した温度に応じて発振器12の出力を調整しながら温熱治療を続ける。

しかして、この構成によれば、以下のような作用効果が得られる。まず、サブルーメン4側の向きにはマイクロ波が放射しにくいので、一定方向への指向性のある加温を行なえる。そこで、患部17の部位が偏っている場合、その患部17のみを集中的に加温し、患部17以外の正常な生体組織部位を不必要に加温することがない。例えば前

- 8 -

立腺肥大のように肥大する方向が様々な場合、経尿道的にマイクロ波プローブ1を挿入し、肥大の大きい方向にそのマイクロ波プローブ1を合わせて使うことができるので、効果的に前立腺肥大症の治療に使える。

また、プローブ本体2内にサブルーメン4を設け、この内部に空気を入れてマイクロ波の遮蔽を行うので、特別の反射板がいらないので、構成が簡単であるとともに細径化ができる。また、一般的に硬質な反射板が不要なので先端部の可撓性を確保できる。さらに、アンテナ体7の外側にはプローブ本体2を構成する2孔チューブの部材しかなく、より可撓性を高め、曲がった管腔にも容易に挿入して使用できる適用性のよいマイクロ波プローブ1を提供できる。

なお、上記サブルーメン4の部分を封止せずに貫通させたままにしておけば、これを鉗子孔や吸引孔としても用いることができる。

第4図ないし第6図は本発明の第2の実施例を示すものである。この実施例では第5図と第6図

- 9 -

で示すようにメインルーメン3と第1のサブルーメン4aと第2のサブルーメン4bからなる3孔チューブによりプローブ本体2を構成しており、これが上記第1の実施例のものと異なる。先端キャップ5、マイクロ波放射用アンテナ体7、センサ孔8、温度センサ9、充填剤10はそれぞれ第1の実施例のものと同じように設けられている。さらにマイクロ波プローブ1に接続される発振器12、温度計13、制御部14も第1の実施例のものと同じように設けられている。

上記第1のサブルーメン4aと第2のサブルーメン4bはそれぞれメインルーメン3より外側に偏在してメインルーメン3に対して同心的で断面形状が円弧状に細長い、いわば三日月形状に形成されている。さらに、この第1のサブルーメン4aと第2のサブルーメン4bとの先端は先端キャップ5に形成した連通路(図示しない。)を通じて互いに連通している。

第1のサブルーメン4aはマイクロ波プローブ1の末端で第4図で示す送液チューブ21に接続

- 10 -

される。この送液チューブ 21 には流れ方向切替えスイッチ 22 付きのローラーポンプ 23 が介挿されている。また送液チューブ 21 の末端はリザーバ 24 に貯留した低損失の誘電体、例えばシリコンオイル 25 の中に入れている。つまり、これらはサブルーメン 4 a、4 b の空間内に誘電体を選択的に満たす手段を構成している。

第 2 のサブルーメン 4 b はマイクロ波プローブ 1 の末端で、排液チューブ 26 が接続しており、この排液チューブ 26 の末端は上記リザーバ 24 の中でシリコンオイル 25 の液面より上方に置かれている。

次に、このように構成された装置の作用を説明する。まず、生体 15 の管腔 16 の患部 17 の周方向への拡がりを診断する。

そして、全周に渡って患部 17 が存在する場合には次のような操作を行う。すなわち、ローラーポンプ 23 を駆動し、リザーバ 24 内のシリコンオイル 25 を送液チューブ 21 を通じて第 1 のサブルーメン 4 a から第 2 のサブルーメン 4 b へ注

— 11 —

入し、第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b の中にシリコンオイル 25 を満たす。

そこで、上記第 1 の実施例の場合と同様にしてマイクロ波プローブ 1 を生体 15 の管腔 16 内における患部 17 のある部位まで挿入する。ついで、マイクロ波プローブ 1 を加温動作させる。この場合、第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b の中にはシリコンオイル 25 が満たされているので、アンテナ体 7 から全周的に放射するマイクロ波は全周囲に向かって放射し、全周に渡って存在する患部 17 を温熱治療できる。

一方、第 4 図で示すように管腔 16 の周囲の一部に患部 17 がある場合には切替えスイッチ 22 にてローラーポンプ 23 の送液方向を上記した場合と逆向きにして、第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b の中に空気を入れる。次に、第 1 の実施例の場合と同様にして患部 17 のある部位までマイクロ波プローブ 1 を挿入し、患部 17 のある部位に第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b のない側、つまり、マイクロ

— 12 —

波が放射する周面側を患部 17 に向ける。そして、患部 17 のみを集中的に加温するのである。なお、第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b の内部には空気が入っているため、上述した理由によってアンテナ体 7 から放射するマイクロ波を遮断する。

しかして、上記構成によれば、第 1 のサブルーメン 4 a と第 2 のサブルーメン 4 b にシリコンオイル 25 を注入するか否かで、マイクロ波プローブ 1 の全周部位加温と一方向部位加温とに切替えられるので、マイクロ波プローブ 1 の種類を減らすことができる。したがって、購入使用者にとって経済的なものとなる。また、第 1 の実施例とほぼ同じ構成であり、この点において同様な作用効果を奏することができる。

第 7 図ないし第 9 図は本発明の第 3 の実施例を示すものである。この実施例は上述した第 1 の実施例と同様に 1 つのメインルーメン 3 と 1 つのサブルーメン 4 を有したマイクロ波プローブ 1 であり、さらに、このマイクロ波プローブ 1 には先端

— 13 —

キャップ 5、マイクロ波放射用アンテナ体 7、センサ孔 8、温度センサ 9、充填剤 10 はそれぞれ第 1 の実施例のものと同じように設けられている。さらにマイクロ波プローブ 1 に接続される発振器 12、温度計 13、制御部 14 も第 1 の実施例のものと同じように設けられている。

そして、この実施例においては第 8 図および第 9 図で示すようにプローブ本体 2 の先端部（マイクロ波放射部）において、サブルーメン 4 に連通して外部へ開口する送液孔 41 が形成されている。この先端部外周には柔軟なバルーン 42 が固定されている。その際、センサ孔 8 はバルーン 42 よりも末端側に位置し、送液孔 41 はバルーン 42 の内部に位置するように設ける。また、バルーン 42 は第 9 図で示すように 2 孔チューブからなるプローブ本体 2 の先端部を囲むとともに、サブルーメン 4 側をフリーな部分とし、サブルーメン 4 の反対側部分は接着剤等でプローブ本体 2 の先端部壁面に固着されている。

さらに、第 7 図で示すようにサブルーメン 4 は

— 14 —

マイクロ波プローブ1の末端で送液チューブ43に接続され、この送液チューブ43には三方切換え弁44を介して、第1のシリンジ45と第2のシリンジ46が接続されている。第1のシリンジ45には空気が入れてあり、第2のシリンジ46にはシリコンオイル等の絶縁性（誘電体）液体を入れている。

そして、この実施例のものをを使用する場合には次のようにして行われる。

まず、生体15の管腔16に生じた患部17がその管腔16の全周にわたって広がっているときには、第2のシリンジ46よりサブルーメン4にシリコンオイルを注入する一方、第1のシリンジ45にて空気を抜く。したがって、サブルーメン4には誘電体としてのシリコンオイルが充填され、アンテナ体7から全周的に放射するマイクロ波は遮蔽されることなく、全周的に放射する。このため、このマイクロ波プローブ1をその管腔16に挿入してマイクロ波を放射させれば、その管腔16の全周にわたって広がっている患部17を全

— 15 —

けにくくなったら、空気の注入を停止し、マイクロ波を照射して患部17を加温する。

なお、管腔16内でバルーン42を空気で膨らませるのではなく、誘電体としてのシリコンオイルを供給して膨脹させてもよい。この場合には管腔16内におけるマイクロ波の電界が偏り、半径方向への加温分布を変えることができる。

しかして、この構成によれば、サブルーメン4に対して空気や絶縁性液体等を選択して入れることで、マイクロ波プローブ1の周囲における放射の指向性が得られ、全周方位の放射との切替えができる。このため、色々な患部17に対して最良の状態で使用できる。

バルーン42を設けることにより、細い管腔16だけでなく、太い管腔16でも適用できる。

さらに、バルーン42は柔軟なので、マイクロ波プローブ1はフレキシブルで曲がった管腔16にも使える。

なお、上記バルーン42はチューブ状に形成して1箇所を固定するようにしたが、第10図ない

— 17 —

体的にむらなく加温することができる。

また、第7図で示すように管腔16の外周の一部に患部17が偏在する場合には、そのサブルーメン4に対して第1のシリンジ45にて空気を入れる。ついで、このマイクロ波プローブ1をその管腔16内に挿入するとともに、患部17にサブルーメン4の反対側（バルーン42の固着部側）を向ける。そして、マイクロ波を放射させれば、その管腔16の一部に偏在する患部17のみにマイクロ波を照射して加温し、正常な生体組織を極力加温しない。

さらに、管腔16の内径がマイクロ波プローブ1の外径（特に先端アンテナ部の外径）に比べて大きい場合には、その管腔16にマイクロ波プローブ1を挿入したのち、バルーン固着部側を患部17に向け、第1のシリンジ45によりサブルーメン4へ空気をさらに注入する。すると、第8図および第9図で破線で示すごとくバルーン42は片方、つまり、患部17の存在しない片側へ大きく膨脹する。マイクロ波プローブ1を引いても拡

— 16 —

し第11図で示すように周方向において複数に分割してなり、この場合には3つのバルーン部42a、42b、42cになっている。このため、プローブ本体2の軸方向に沿った4つの固定部48が設けられている。また、プローブ本体2にはその3つのバルーン部42a、42b、42cに対して別々に連通する注入孔49a、49b、49cが形成されている。そして、これらの注入孔49a、49b、49cはメインルーメン3に連通している。そして、メインルーメン3から注入孔49a、49b、49cを通じて各バルーン部42a、42b、42cに低損失の誘電体を注入できるようにする。これにより異なる位置にあるバルーン部42a、42b、42cを膨脹させることができる。なお、各バルーン部42a、42b、42cに誘電体を個別的に注入するようにして各バルーン部42a、42b、42cを選択的に膨脹させるようにしてもよい。

また、この構成によれば、各バルーン部42a、42b、42cはチューブ状でなくともよいので

— 18 —

簡単に作れ、製作コストが低減化できる。

第12図ないし第14図は本発明の第4の実施例を示すものである。第13図および第14図で示すようにマイクロ波プローブ1のプローブ本体2は1孔チューブからなり、この孔51の内部には先端部分を例えば折返しダイポール型のマイクロ波放射用アンテナ体7とした同軸ケーブル6が挿入されている。また、アンテナ体7の部分を含めて同軸ケーブル6の全体は絶縁体からなる薄膜52で被覆されている。さらに、ダイポール型アンテナ体7の部分と孔51の内周面との間の周囲空間53の一部には、扇状のスペーサ(1孔チューブと同材料又は同じ位の誘電率のもの)54を挿入している。このスペーサ54の末端には固定軸55を連結し、この固定軸55はマイクロ波プローブ1の末端にてこれを回転駆動する駆動装置56に連結されている。スペーサ54にはアンテナ体7の外周と孔51の内周面との間ですべり易いようにシリコンオイル等を塗っておくとよい。駆動装置56は駆動回路57を介して、入力部

- 19 -

次に、このマイクロ波プローブ1の作用を説明する。まず、マイクロ波プローブ1を生体15の管腔16に挿入する。ついで、観測装置63を駆動し、管腔16の断面像を見て、患部17の部分を調べる。入力部58を操作し、駆動装置56を動かして、患部17の方向にスペーサ54を向ける。スペーサ54のない空間53部分は例えば空気があり、マイクロ波の透過効率が悪い。また、スペーサ54はマイクロ波を効率よく透過し、このスペーサ54のある向きへのマイクロ波の放射を行なわせる。したがって、患部17へ向けてマイクロ波の放射が効率的に行われ、患部17を集中的に加熱することができる。

しかして、この実施例によれば、1本のマイクロ波プローブ1で患部17の診断と治療ができ、医師および患者の疲労を低減する。また、1孔チューブでマイクロ波プローブ1を構成するので、極めて細径に作ることができ、細い管腔16に適用できる。さらに、スペーサ54はプローブ本体2と同材料でよいので、特にフレキシブルなマイ

- 21 -

58に接続し、入力部58より入力した信号により、スペーサ54を周方向に回転可能としている。また、マイクロ波プローブ1には前述したと同様に発振器12、温度計13および制御部14が接続されている。

さらに、この実施例においてはマイクロ波プローブ1の先端部に構成されるマイクロ波放射部より末端側部分に位置してその外表面部位には超音波振動子61が設けられている。この超音波振動子61はマイクロ波プローブ1内に設けられる信号線62を通じて外部の観測装置63に電気的に接続しており、その観測装置63により管腔16の断面像を観測可能としている。

また、温度センサ9は上記空間53から外へ開口するセンサ孔64を通してマイクロ波プローブ1の外表面に固定する。センサ孔64は充填剤65で封止する。温度センサ9はマイクロ波プローブ1の末端から出して温度計13に接続する。また、前述したように発振器12および制御部14が設けられている。

- 20 -

クロ波プローブ1とすることができる。

第15図ないし第16図は本発明の第5の実施例を示すものである。この実施例のマイクロ波プローブ1はそのプローブ本体2内にその中心に沿って同軸ケーブル6を挿通し、この同軸ケーブル6の先端における内部導体と外部導体によってマイクロ波放射用アンテナ体7を形成している。このマイクロ波放射用アンテナ体7が組み込まれたプローブ本体2の先端部付近の内部にはそのアンテナ体7の周囲に同心的に形成された円筒状の空洞部66が設けられている。空洞部66にはプローブ本体2の軸方向に長い複数のシリコン(誘電体)部材67がそれぞれプローブ本体2の軸方向へ進退自在に設けられている。この複数のシリコン部材67は第16図で示すように空洞部66内において周方向に沿って密に並べられ、プローブ本体2の軸方向へスライド自在に設置されている。各シリコン部材67はその末端に操作ワイヤ68を連結してなり、この各操作ワイヤ68はプローブ本体2内の挿通チャンネル69を通じてブロー

- 22 -

ブ本体2の末端まで導かれている。そして、例えばラックとビニオンなどの進退駆動装置70によって進退操作されるようになっている。各進退駆動装置70はそれぞれ駆動回路71によって駆動操作される。この駆動回路71は制御回路72によって制御される。制御回路72にはこれに操作指令を与える入力部73が接続されている。

一方、プローブ本体2の先端部の周壁にはその周方向に沿って複数の超音波振動子75が設置されている。この超音波振動子75は、各シリコン部材67が後退したときのその先端に、先端を揃えて並べられている。超音波振動子75は信号線76を通じて超音波観測装置77に接続されている。この超音波観測装置77は第15図で示すようにマルチプレクサ78、入出力スイッチ回路79、送受信回路80、A/Dコンパレータ81、デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)82、モニタ83からなり、モニタ83を除く他の回路は制御回路84によって制御されるようになっている。

— 23 —

例を示すものである。この実施例のマイクロ波プローブ1はそのプローブ本体2内にその中心に沿って同軸ケーブル6を挿通し、この同軸ケーブル6の先端における内部導体と外部導体によってマイクロ波放射用アンテナ体7を形成している。このマイクロ波放射用アンテナ体7が組み込まれたプローブ本体2の先端部付近の内部には上述した第5の実施例と同様にそのアンテナ体7の周囲に同心的に形成された円筒状の空洞部66を設ける。そして、この空洞部66内には筒状のシリコン(誘電体)部材90を回転自在に設けられている。すなわち、空洞部66の一部にその位置を選択して誘電体を位置させる手段を構成している。この筒状のシリコン部材90は斜めに切除され、空洞部66内においてその周方向に沿って各位置での長さが異なるように構成されている。つまり、第17図で示す位置状態において下側部分の長さは空洞部66の全長にわたり、上側部分は最も短く、このため、空気層が最も長くなっている。さらに、シリコン(誘電体)部材90の末端は上述した超

— 25 —

しかし、このマイクロ波プローブ1を使用する場合には管腔16内に挿入し、超音波観測装置77を作動させて超音波振動子75を通じて患部17付近の断層像を観察して診断する。そして、管腔16の全周における患部17の深さを判断し、深部まで加温したい範囲の個所に対応したシリコン部材67についてはその進退駆動装置70を作動して前進させる。また、深部まであまり加温したくない範囲の個所に対応したシリコン部材67についてはその進退駆動装置70を作動せずにシリコン部材67を後退させたままとし、空気層のままとする。空気層は誘電率が低くマイクロ波を遮断する。このようにアンテナ体7の周囲の超音波断層像を見ながらその深さに応じて選択的に加温することができる。

なお、この実施例では各シリコン部材67について同じ幅、同じ誘電率のものをを用いたが、これらを種々変更して加温状態を種々変更できるようにしてもよい。

第17図ないし第18図は本発明の第6の実施

— 24 —

音波観測用超音波振動子75の内側に設けた超音波モータ91に連結され、回転駆動されるようになっている。超音波モータ91は外部装置の超音波モータ駆動回路92および超音波モータ位置検出回路93によって回転操作されるようになっている。なお、その他、超音波観測装置77などは前記実施例と同様に構成されている。

しかし、このマイクロ波プローブ1を使用する場合には管腔16内に挿入し、超音波観測装置77を作動させて超音波振動子75を通じて患部17付近の断層像を観察して診断する。そして、管腔16内での加温したくない範囲の大きさが決まっているような場合、例えば前立腺の治療で精のうの部位がある場合には超音波断層像を見ながら精のう側に空気層が位置するように超音波モータ駆動回路92および超音波モータ位置検出回路93によって超音波モータ91を駆動する。しかし、その精のう側に空気層が位置するため、アンテナ体7からマイクロ波を放射する際、精のう側へ向かうマイクロ波はその空気層によって

— 26 —

遮断され、精のうを加温しない。

第19図ないし第20図は本発明の第7の実施例を示すものである。この実施例のマイクロ波プローブ1はそのプローブ本体2内にその中心に沿って同軸ケーブル6を挿通し、この同軸ケーブル6の先端における内部導体と外部導体によってマイクロ波放射用アンテナ体7を形成している。さらに、このマイクロ波放射用アンテナ体7が組み込まれたプローブ本体2の先端部付近の内部にはそのアンテナ体7の周囲に複数の管路95を配設している。各管路95は先端で連通する2つの管路部分95a、95bとからなる。すなわち、各管路95はアンテナ体7の周囲に配置され、各管路95はこれらによってアンテナ体7を囲むように配置されている。また、各管路95はその一方の管路部分95aを内側、他方の管路部分95bを外側に配置され、プローブ本体2の中心に対して放射方向へ並べて配置されている。さらに各管路95は外部の装置に接続されている。その一方の管路部分95aは切換え電磁弁96を介

- 27 -

して送気ポンプ97と送水ポンプ98に接続されている。送気ポンプ97は空気を送り込み、送水ポンプ98はタンク99内に貯留する例えば生理食塩水を汲み上げて送り出すものである。他方の管路部分95bは切換え電磁弁100を介して上記タンク99に接続され、各管路95に供給した生理食塩水をタンク99に戻すようになっている。切換え電磁弁96および切換え電磁弁100は制御回路101によって操作されるようになっている。102は入力部である。

なお、その他、超音波観測装置77などは前記実施例と同様に構成されている。

しかして、このマイクロ波プローブ1を使用する場合には管路16内に挿入し、超音波観測装置77を作動させて超音波振動子75を通じて患部17付近の断層像を観察して診断する。そして、管路16内での加温したくない部位ある場合、その向き側に位置する管路95に対しては空気を送り込み、深部まで加温したい部位側に対応して位置する管路95には生理食塩水を供給してその内

- 28 -

部に満たす。これによって空気のある管路95側ではマイクロ波を遮断し、生理食塩水で内部が満たされた管路95側ではマイクロ波を通す。加温したくない部位と深部まで加温したい部位とを区別して加温することができる。

なお、本発明は上記実施例のものに限定されるものではなく、その要旨を変更しない範囲で種々の変形例が考えられるものである。

#### 【発明の効果】

以上説明したように本発明は、アンテナ部においてアンテナ体とその外側にマイクロ波遮断用空間を部分的に形成するから、その空間のある方向にマイクロ波は放射しにくくなり、空間のない方向のみの指向性のある加温ができる。さらに、アンテナ体の外側にプローブの柔軟性を妨げる部材を入れていないので、アンテナ部の可撓性を増し、曲がった管路内にも容易に挿入できる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示し、第1図は全体的な概略的な構成の説明図、

- 29 -

第2図はマイクロ波プローブの先端部付近の縦断面図、第3図は第2図中A-A線に沿う断面図である。第4図ないし第6図は本発明の第2の実施例を示し、第4図は全体的な概略的な構成の説明図、第5図はマイクロ波プローブの先端部付近の縦断面図、第6図は第5図中B-B線に沿う断面図である。第7図ないし第9図は本発明の第3の実施例を示し、第7図は全体的な概略的な構成の説明図、第8図はマイクロ波プローブの先端部付近の縦断面図、第9図は第8図中C-C線に沿う断面図である。第10図および第11図は第3の実施例の変形例を示すそのマイクロ波プローブの先端部の縦断面図である。第12図ないし第14図は本発明の第4の実施例を示し、第12図は全体的な概略的な構成の説明図、第13図はマイクロ波プローブの先端部付近の縦断面図、第14図は第13図中D-D線に沿う断面図である。第15図ないし第16図は本発明の第5の実施例を示し、第15図は全体的な概略的な構成の説明図、第16図は第15図中E-E線に沿う断面図であ

- 30 -

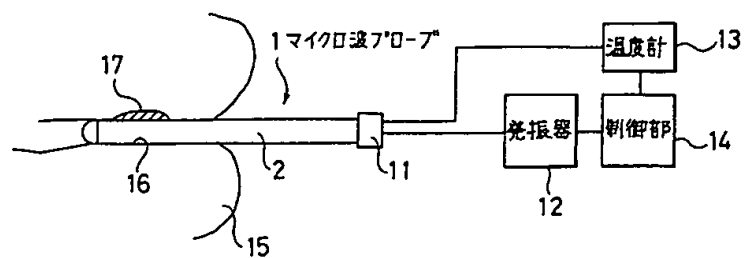


る。第17図ないし第18図は本発明の第6の実施例を示し、第17図は全体的な概略的な構成の説明図、第18図は第17図中F-F線に沿う断面図である。第19図ないし第20図は本発明の第7の実施例を示し、第19図は全体的な概略的な構成の説明図、第20図は第19図中G-G線に沿う断面図である。

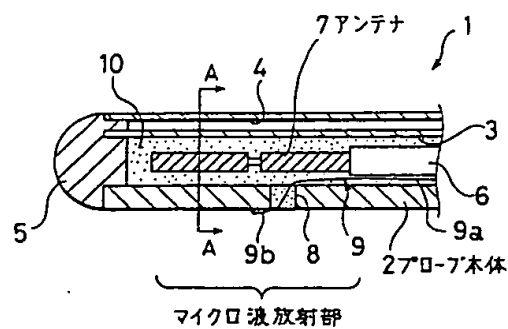
1…マイクロ波プローブ、2…プローブ本体、3…メインルーメン、4…サブルーメン、6…同軸ケーブル、7…アンテナ、66…空洞部、95…管路。

出願人代理人 弁理士 坪井 淳

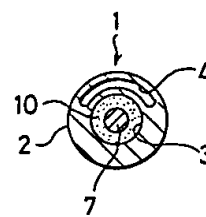
- 31 -



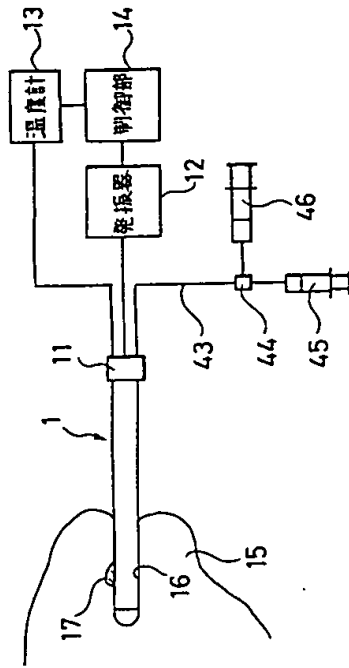
第 1 図



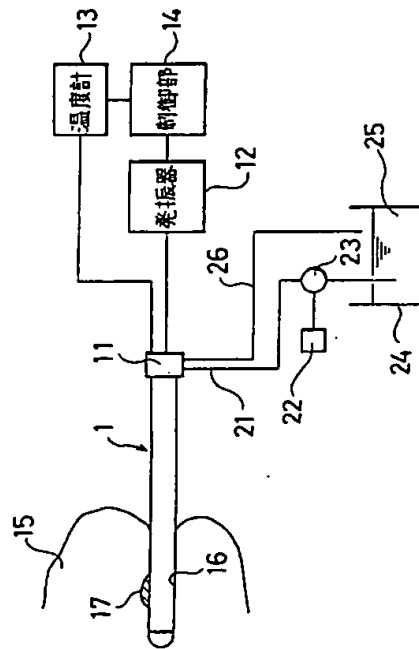
第 2 図



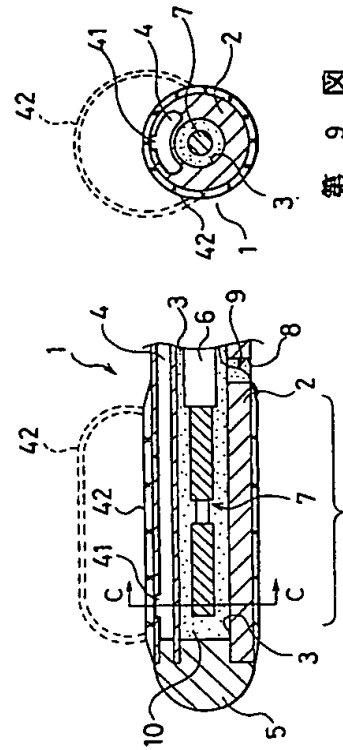
第 3 図



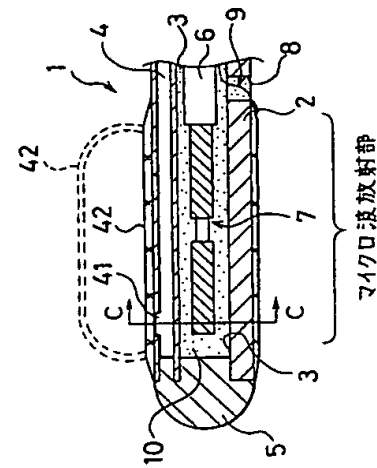
第 7 図



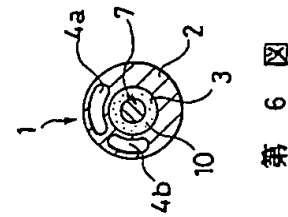
第 4 図



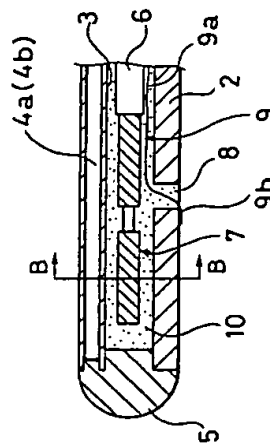
第 9 図



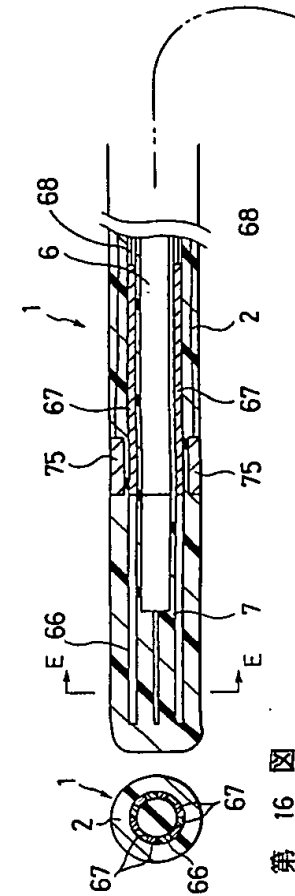
第 8 図



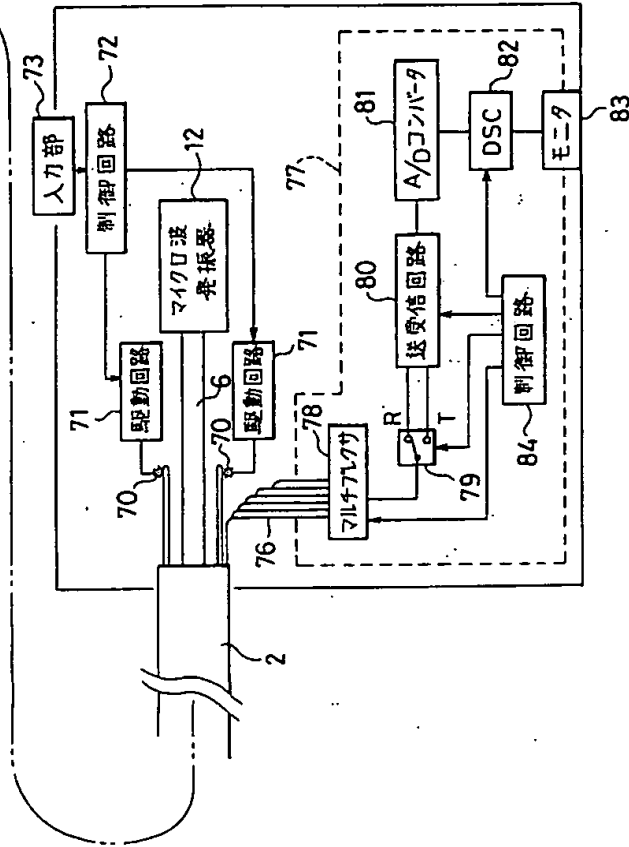
第 6 図



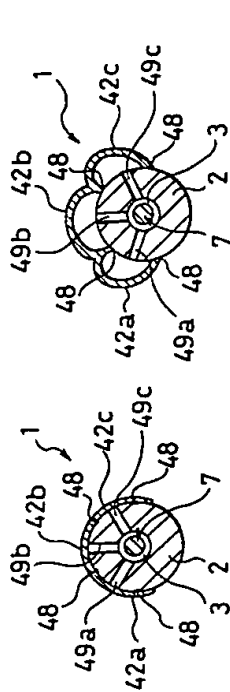
第 5 図



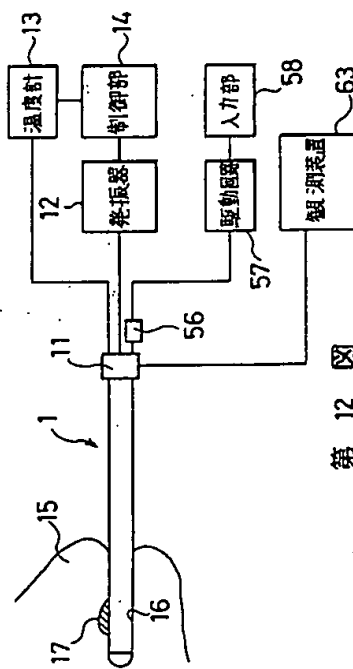
第 16 题



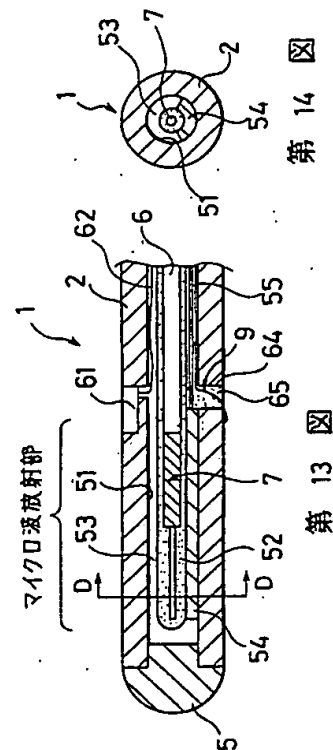
第 15 圖



· 第 11 圖

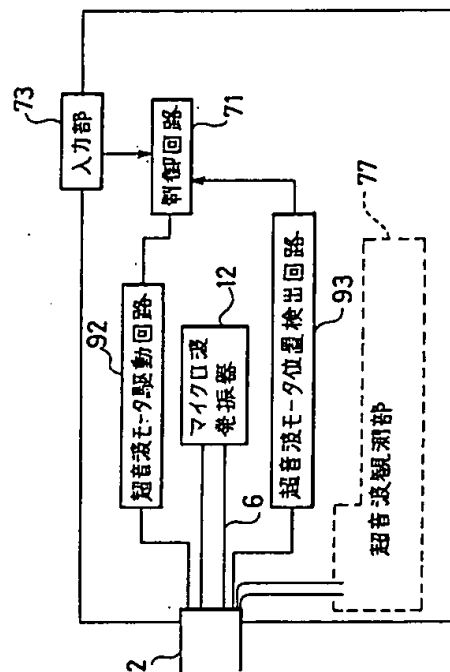
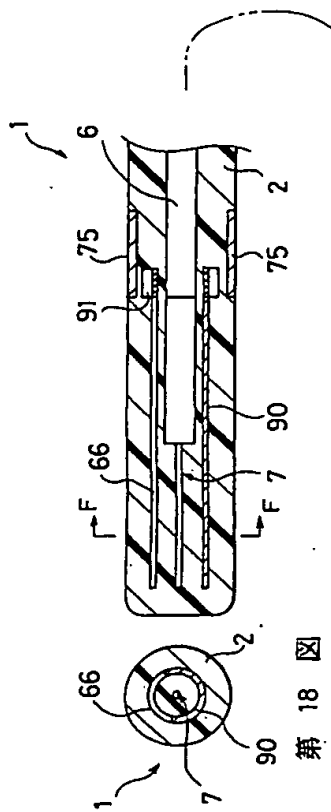


第 12 区

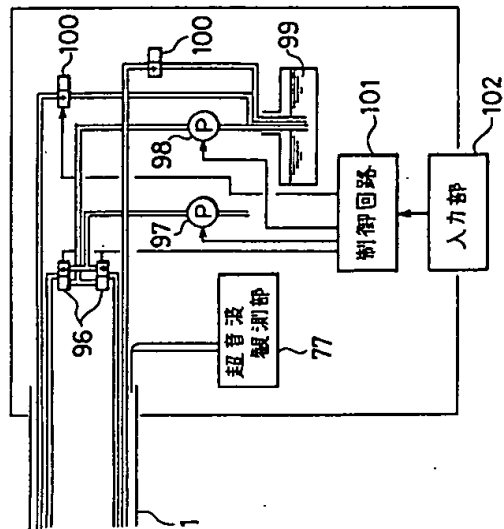
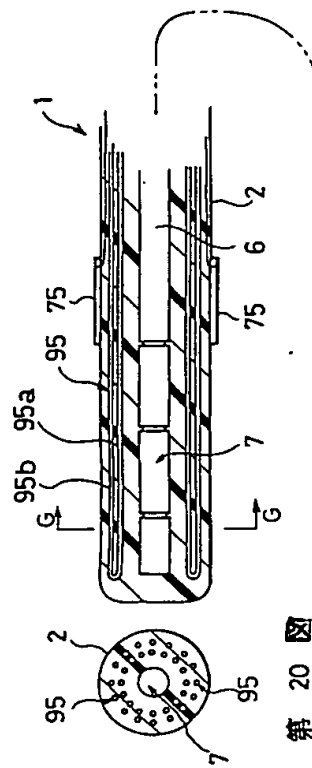


第 14 圖





第 17 図



第 19 図